

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-061343
 (43)Date of publication of application : 07.03.1997

(51)Int.CI.

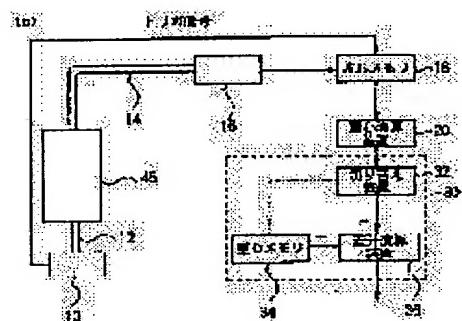
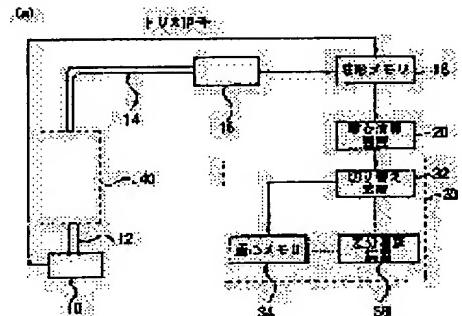
G01N 21/27
A61B 5/00
G01J 1/42(21)Application number : 07-218510
 (22)Date of filing : 28.08.1995(71)Applicant : HAMAMATSU PHOTONICS KK
 (72)Inventor : Uragami Tsuneyuki
 Miwa Mitsuharu
 Yamashita Yutaka
 Tsuchiya Yutaka

(54) OPTICAL MEASURING METHOD AND OPTICAL MEASURING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an optical measuring method and an optical measuring device capable of determining the true center of gravity of a light wave-form and acquiring the internal information of a measured object in a short time.

SOLUTION: This optical measuring device is provided with a light source 10 outputting a probe light, light guiding means 12, 14, a light detecting means 16, center of gravity calculation sections 18, 20, and a difference calculation section 30. The difference calculation section 30 subtracts the center of gravity of the device function from the center of gravity of the observed wave-form, thus the true center of gravity of the probe light wave-form is simply determined, and a desired optical measurement can be conducted in a short time.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japanese Patent Office

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-61343

(43)公開日 平成9年(1997)3月7日

(51)Int.Cl.⁶
G 0 1 N 21/27

識別記号

府内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/00
G 0 1 J 1/42

A 6 1 B 5/00
G 0 1 J 1/42

B
Z
G
N

審査請求 未請求 請求項の数15 OL (全 11 頁)

(21)出願番号 特願平7-218510

(22)出願日 平成7年(1995)8月28日

(71)出願人 000236436

浜松ホトニクス株式会社

静岡県浜松市市野町1126番地の1

(72)発明者 浦上 恒幸

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

(72)発明者 三輪 光春

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

(72)発明者 山下 豊

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホ
トニクス株式会社内

(74)代理人 弁理士 長谷川 芳樹 (外3名)

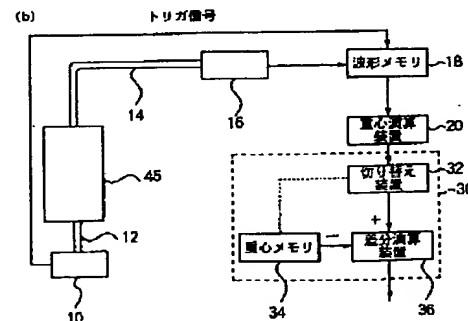
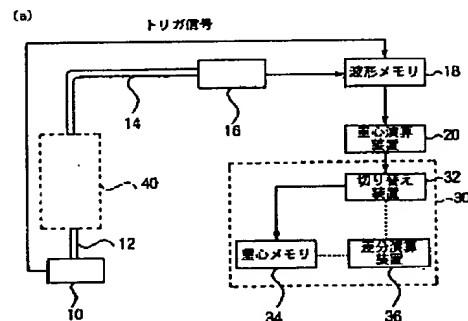
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光学測定方法及び光学測定装置

(57)【要約】

【目的】 短時間で光波形の真の重心を求め被測定物の内部情報を取得することができる光学測定装置及び光学測定方法を提供する。

【構成】 本発明の光学測定装置は、プローブ光を出力する光源(10)、光導波手段(12及び14)、光検出手段(16)、重心演算部(18、20)、並びに差分演算部(30)を備えている。差分演算部が観測波形の重心から装置関数の重心を減算することで高速かつ簡易に真のプローブ光波形の重心を求めるので、短時間で所望の光学測定を行うことができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光源からプローブ光を出射させ、所定箇所を通過したプローブ光を光検出手段で検出し、プローブ光の波形の重心を求める第 1 の工程と、前記所定箇所に被測定物を配置するとともに前記光源からプローブ光を出射させ、この被測定物を透過し又は反射されたプローブ光を前記光検出手段で検出し、プローブ光の波形の重心を求める第 2 の工程と、前記第 2 の工程で求めた重心から前記第 1 の工程で求めた重心を減算する第 3 の工程と、を備える光学測定方法。

【請求項 2】 前記第 3 の工程で求められた重心データを解析して前記被測定物の内部情報を求める第 4 の工程をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の光学測定方法。

【請求項 3】 プローブ光を出力する光源と、前記プローブ光の波形を検出する光検出手段と、前記光検出手段により検出された光波形に基づいて、前記光源と前記光検出手段との間の光路上に配置された被測定物を透過し又は反射された前記プローブ光の波形の第 1 の重心、及び被測定物を介さずに前記光検出手段に検出された前記プローブ光の波形の第 2 の重心を算出し、この第 1 の重心から前記第 2 の重心を減算する第 1 の演算処理部と、を備える光学測定装置。

【請求項 4】 前記第 1 の演算処理部は、前記光検出手段により検出された光波形の重心を算出する重心演算部と、この重心演算部が算出した前記第 1 の重心から前記第 2 の重心を減算する差分演算部とを備えるものであることを特徴とする請求項 3 記載の光学測定装置。

【請求項 5】 前記差分演算部は、前記重心演算部の出力データの送出先を切り替える第 1 の切り替え手段と、前記第 1 の切り替え手段に接続され前記第 2 の重心を記憶する第 1 のメモリ手段と、前記第 1 の切り替え手段及び前記第 1 のメモリ手段に接続され前記第 1 の重心から前記第 1 のメモリ手段に記憶された第 2 の重心を減算する差分演算手段とを備えるものであることを特徴とする請求項 4 記載の光学測定装置。

【請求項 6】 前記光源に接続され、前記プローブ光を所定箇所に導く第 1 の光導波手段と、前記光検出手段に接続され、前記第 1 の光導波手段から出射した前記プローブ光が入射する第 2 の光導波手段とをさらに備えることを特徴とする請求項 3 記載の光学測定装置。

【請求項 7】 前記第 1 の演算処理部の出力データを解析して、前記被測定物の内部情報を求める解析部をさらに備えることを特徴とする請求項 3 記載の光学測定装置。

【請求項 8】 前記被測定物として散乱吸収体を測定する請求項 7 記載の光学測定装置であって、前記解析部は、前記第 1 の演算処理部の出力データに基

づいて前記散乱吸収体の吸収に関する定数を求める解析を行うものであることを特徴とする請求項 7 記載の光学測定装置。

【請求項 9】 前記被測定物として散乱吸収体を測定する請求項 7 記載の光学測定装置であって、前記解析部は、前記第 1 の演算処理部の出力データに基づいて前記散乱吸収体の散乱に関する定数を求める解析を行うものであることを特徴とする請求項 7 記載の光学測定装置。

【請求項 10】 前記被測定物として散乱吸収体を測定する請求項 7 記載の光学測定装置であって、前記解析部は、前記第 1 の演算処理部の出力データに基づいて前記散乱吸収体の屈折率を求める解析を行うものであることを特徴とする請求項 7 記載の光学測定装置。

【請求項 11】 前記被測定物として散乱吸収体を測定する請求項 7 記載の光学測定装置であって、前記解析部は、前記第 1 の演算処理部の出力データに基づいて前記散乱吸収体の組成の不均一度を求める解析を行うものであることを特徴とする請求項 7 記載の光学測定装置。

【請求項 12】 前記被測定物として散乱吸収体を測定する請求項 7 記載の光学測定装置であって、前記解析部は、前記第 1 の演算処理部の出力データに基づいて前記散乱吸収体の構造に関する定数を求める解析を行うものであることを特徴とする請求項 7 記載の光学測定装置。

【請求項 13】 前記光検出手段により検出された光波形に基づいて、前記光源と前記光検出手段との間の光路上に配置された前記被測定物を透過し又は反射された前記プローブ光の波形の第 1 の積分値、及び前記被測定物を介さずに前記光検出手段に検出された前記プローブ光の波形の第 2 の積分値を算出し、前記第 1 の積分値と前記第 2 の積分値の比率演算を行う第 2 の演算処理部をさらに備え、

前記解析部は、前記第 1 及び第 2 の演算処理部からの出力データを解析して、前記被測定物の内部情報を求めることを特徴とする請求項 7 記載の光学測定装置。

【請求項 14】 前記第 2 の演算処理部は、前記光検出手段により検出された光波形の積分値を算出する積分演算部と、この積分演算部が算出した前記第 1 の積分値と前記第 2 の積分値との比率演算を行う比率演算部とを備えるものであることを特徴とする請求項 13 記載の光学測定装置。

【請求項 15】 前記比率演算部は、前記積分演算部の出力データの送出先を切り替える第 2 の切り替え手段と、前記第 2 の切り替え手段に接続され前記第 2 の積分値を記憶する第 2 のメモリ手段と、前記第 2 の切り替え手段及び前記第 2 のメモリ手段に接続され前記第 1 の積分値と前記第 2 のメモリ手段に記憶された第 2 の積分値との比率演算を行う比率演算手段とを備えるものである

ことを特徴とする請求項14記載の光学測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被測定物を光学的に測定する技術に関するもので、特に散乱吸収体の内部情報を測定する技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体を切り開かずに生体内部の情報を得ることができれば、病気の治療や予防を行う上で非常にすばらしいことである。例えば、ボケの原因の一つであるアルツハイマー病の場合には脳の萎縮という現象が見られ、また癌の場合には正常組織とは異なる組織が発生するため、生体内部の構造を知ることによりこれらの病気の予防、治療にとって非常に有用な情報が得ることができ。この場合にも、生体を切り開かずに内部の情報を得ることができれば、極めて簡易な診断が可能である。また外科手術を行っている場合や入院患者の病状把握においても、患者に苦痛を与えることなく生体情報を常時モニターしたいという要望は大きい。

【0003】このような要望に鑑み、現在では、X線や磁場、ポジトロンを用いて生体の内部情報を計測する方法が良く用いられている。X線は、生体に対する透過特性、直進性からレントゲン写真やX線CT（コンピュータ・トモグラフィー）という形で医療器具に良く用いられている。磁場は、MRIという手法によりCTに良く用いられている。ポジトロンは、放射性同位元素を含む薬剤を生体内に注入し、これが崩壊する際に放射するγ線を検出することによりCTを行うときに用いられている。

【0004】しかしながら、最近では、自然界にどこにでも存在する光、特に近赤外領域から可視領域の光を用いて生体内部の情報を取得したいという要望が強まっている。

【0005】生体は散乱吸収体であるから、生体を測定することは散乱吸収体を測定することになる。散乱吸収体の測定に関する技術分野で研究されている手法としては、時間的にはほぼデルタ関数とみなしうる光パルスを散乱吸収体に入射させ、この散乱吸収体を透過した光、あるいは散乱吸収体により反射された光の波形を解析する方法が一般に知られている。光波形を解析する方法には様々なものがあるが、その中の一つに波形の重心を求める方法がある。

【0006】この方法では、いわゆるインパルスレスポンスの重心を評価することになるが、インパルスレスポンスを求めるには、光検出器の時間分解能と入射する光のパルス幅が、評価対象のインパルスレスポンスに対して無視できるほど狭いものを用いる必要がある。このような光源は、必要とする波長や光パワーによっては装置自体が存在しなかったり、また非常に高価であったり、制御が困難であったりすることが多い。光検出器につい

ても同様に、検出すべき光の波長や光量によっては検出不可能であったり、高価であることが多い。

【0007】そこで、一般にはデルタ関数とはみなせない光パルスや、デルタ関数とはみなせない応答特性を持つ光検出器を用いて、デコンボリューションと呼ばれる手法によって、光源の光波形の広がりや光検出器の応答の影響、すなわち装置関数の影響を除去する手法が用いられる。

【0008】デコンボリューションは、観測された結果が真の波形と装置関数のコンボリューションとして表される場合に、その逆演算によって真の波形を求めるようとする手法である。以下では、これを具体的に説明する。

【0009】真の波形を $i(t)$ 、観測波形を $\circ(t)$ 、装置関数を $h(t)$ とした場合、これらの関係は、

【0010】

【数1】

$$\circ(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t-t') i(t') dt' = h(t) * i(t)$$

【0011】のように表される。なお、*はコンボリューションを表す。

【0012】真の波形の重心を求める際に、従来は上式の逆演算、即ちデコンボリューション処理によって真の光波形 $i(t)$ を求めてから、真の波形の重心を求める演算を行っていた。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】上記の方法においてデコンボリューションを行う演算としては様々なアルゴリズムが知られているが、いずれのアルゴリズムを用いても演算時間が長いため、重心の計算結果を得るのに長時間を要する。このため、データを繰り返し取得し、測定対象の状態の時間的変化をモニターする場合には、繰り返し回数を多くして正確な測定結果を得ることが時間的に困難であるという問題があった。

【0014】また、上記の方法では、装置関数がゼロとみなしうる測定系を用いて測定を行う場合は、非常に時間分解能の高い計測を行う必要があり、装置が高価となる欠点もある。

【0015】本発明は、上記の問題点に鑑みされたもので、短時間で光波形の真の重心を求め被測定物の内部情報を取得することのできる光学測定方法及び光学測定装置を提供することを目的とする。

【0016】

【課題を解決するための手段】上記の問題点を解決するために、本発明の光学測定方法は、光源からプローブ光を出射させ、所定箇所を通過したプローブ光を光検出手段で検出し、プローブ光の波形の重心を求める第1の工程と、上記の所定箇所に被測定物を配置するとともに光源からプローブ光を出射させ、この被測定物を透過し又

は反射されたプローブ光を光検出手段で検出し、プローブ光の波形の重心を求める第2の工程と、第2の工程で求めた重心から前記第1の工程で求めた重心を減算する第3の工程とを備えている。また、本発明の光学測定方法は、第3の工程で求められた重心データを解析して被測定物の内部情報を求める第4の工程をさらに備えている。

【0017】次に、本発明の光学測定装置は、(a) プローブ光を出力する光源と、(b) プローブ光の波形を検出する光検出手段と、(c) 光検出手段により検出された光波形に基づいて、光源と光検出手段との間の光路上に配置された被測定物を透過し又は反射されたプローブ光の波形の第1の重心、及び被測定物を介さずに光検出手段に検出されたプローブ光の波形の第2の重心を算出し、この第1の重心から第2の重心を減算する第1の演算処理部とを備えている。

【0018】第1の演算処理部は、前記光検出手段により検出された光波形の重心を算出する重心演算部と、この重心演算部が算出した前記第1の重心から前記第2の重心を減算する差分演算部とを備えるものであっても良い。この差分演算部は、重心演算部の出力データの送出先を切り替える第1の切り替え手段と、第1の切り替え手段に接続され第2の重心を記憶する第1のメモリ手段と、第1の切り替え手段及び第1のメモリ手段に接続され第1の重心から第1のメモリ手段に記憶された第2の重心を減算する差分演算手段とを備えるものであっても良い。

【0019】本発明の光学測定装置は、(d) 光源に接続され、プローブ光を所定箇所に導く第1の光導波手段と、(e) 光検出手段に接続され、第1の光導波手段から出射したプローブ光が入射する第2の光導波手段とをさらに備えていると良い。

【0020】また、本発明の光学測定装置は、(f) 第1の演算処理部の出力データを解析して被測定物の内部情報を求める解析部をさらに備えていると良い。被測定物が散乱吸収体である場合、この解析部は、第1の演算処理部の出力データに基づいて前記散乱吸収体の散乱又は吸収に関する定数、散乱吸収体の屈折率、散乱吸収体の組成の不均一度、あるいは散乱吸収体の構造に関する定数を求める解析を行うものであっても良い。

【0021】この光学測定装置は、(g) 光検出手段により検出された光波形に基づいて、光源と光検出手段との間の光路上に配置された被測定物を透過し又は反射されたプローブ光の波形の第1の積分値、及び被測定物を介さずに光検出手段に検出されたプローブ光の波形の第2の積分値を算出し、第1の積分値と第2の積分値の比率演算を行う第2の演算処理部をさらに備える装置であって、解析部が第1及び第2の演算処理部からの出力データを解析して、被測定物の内部情報を求めるものであると良い。

【0022】このとき、第2の演算処理部は、光検出手段により検出された光波形の積分値を算出する積分演算部と、この積分演算部が算出した第1の積分値と第2の積分値との比率演算を行う比率演算部とを備えるものであっても良い。この比率演算部は、積分演算部の出力データの送出先を切り替える第2の切り替え手段と、第2の切り替え手段に接続され第2の積分値を記憶する第2のメモリ手段と、第2の切り替え手段及び第2のメモリ手段に接続され第1の積分値と第2のメモリ手段に記憶された第2の積分値との比率演算を行う比率演算手段とを備えるものであっても良い。

【0023】

【作用】本発明者らの知見によれば、被測定物を透過したプローブ光、又は被測定物で反射されたプローブ光を検出することにより得られるプローブ光波形の重心（観測波形の重心）から被測定物を介さずに光検出手段で検出したプローブ光波形の重心（装置関数の重心）を減算することで、光源の特性に起因するプローブ光波形の広がりや光検出手段の応答特性が光波形に与える影響、すなわち装置関数の影響を除去して真の波形の重心を求めることができる。本発明の光学測定方法では、実際に上記の減算を行って高速かつ簡易に真の波形の重心を求める。被測定物を透過した光や被測定物で反射された光は、被測定物の内部情報を保有しているので、このようにして求められた重心データを解析することで被測定物の内部情報を取得することができる。したがって、この光学測定方法によって、生体を切り開かずに生体内部の情報を正確に取得し、病気の検査や診断を行うことができる。

【0024】次に、本発明の光学測定装置では、第1の演算処理部が第1の重心、すなわち観測波形の重心と、第2の重心、すなわち装置関数の重心を算出し、第1の重心（観測波形の重心）から第2の重心（装置関数の重心）を減算するので、光源の特性に起因するプローブ光波形の広がりや光検出手段の応答特性が光波形に与える影響が除去され、真のプローブ光波形の重心が高速かつ簡易に求められる。

【0025】第1の演算処理部が、重心演算部と差分演算部とを備える場合、重心演算部が第1及び第2の重心をそれぞれ算出し、各重心データを差分演算部に入力する。差分演算部は入力された各重心データに基づき、第1の重心から第2の重心を減算する演算を行って真のプローブ光波形の重心を求める。特に、差分演算部が、第1の切り替え手段、第1のメモリ手段及び差分演算手段を備える場合は、重心演算部からの第2の重心データは第1の切り替え手段を介して第1のメモリ手段に入力され、そこで記憶される。一方、重心演算部からの第1の重心データは第1の切り替え手段を介して差分演算手段に入力される。差分演算手段は、第1の重心データの入力に応じて第1のメモリ手段から第2の重心データを読

み出し、第1の重心から第2の重心を減算する演算を行って真のプローブ光波形の重心を求める。

【0026】本発明の光学測定装置のうち第1及び第2の光導波手段を備えるものによれば、第1の光導波手段により光源からのプローブ光を被測定物まで容易かつ確実に導くとともに、被測定物を透過したプローブ光または被測定物で反射されたプローブ光を第2の光導波手段により光検出手段まで確実に導くことができる。

【0027】本発明の光学測定装置のうち解析部を備え、被測定物として散乱吸収体を測定するものでは、第1の演算処理部が output する真のプローブ光波形の重心データに基づいて解析を行い、散乱吸収体の所望の内部情報、例えば、散乱吸収体の吸收または散乱に関する定数、散乱吸収体の屈折率、散乱吸収体の組成の不均一度、あるいは散乱吸収体の構造に関する定数を求める。したがって、この光学測定装置によって、生体を切り開かずに生体内部の情報を正確に取得し、病気の検査や診断を行うことができる。

【0028】本発明の光学測定装置のうち第2の演算処理部を備えるものでは、第2の演算処理部が第1の積分値と第2の積分値との比を求め、解析部がこの比率演算データと真のプローブ光波形の重心データとを解析するので、被測定物のより詳細な内部情報を求まることになる。

【0029】第2の演算処理部が、積分演算部と比率演算部とを備える場合は、重心演算部が第1及び第2の積分値をそれぞれ算出し、各積分値データを比率演算部に入力する。差分演算部は入力された各積分値データに基づき、第1の積分値と第2の積分値との比を求める演算(比率演算)を行う。特に、比率演算部が、第2の切り替え手段、第2のメモリ手段及び比率演算手段を備える場合は、積分演算部からの第2の積分値データは第2の切り替え手段を介して第2のメモリ手段に入力され、そこで記憶される。一方、積分演算部からの第1の積分値データは第2の切り替え手段を介して比率演算手段に入力される。比率演算手段は、第1の積分値データの入力に応じて第2のメモリ手段から第2の積分値データを読み出し、第1の積分値と第2の積分値の比を求める演算を行う。

【0030】

【実施例】以下、添付図面を参照しながら本発明の実施例を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

【0031】図1(a)及び(b)は、ともに本実施例の光学測定装置の構成及び動作を示すブロック図である。本実施例の光学測定装置は、光源10、光ファイバ等の光導波手段12及び14、光検出器16、波形メモリ18、重心演算装置20、並びに差分演算部30から構成されている。

【0032】光源10は、プローブ光である短パルス光を出力するものである。光源10には光導波手段12が接続されており、光源10から出射したプローブ光が入射するようになっている。光導波手段14は、領域40を挟むように光導波手段12に対向して配置されており、光導波手段12から出射して領域40を通過したプローブ光がその一端から入射するようになっている。なお、領域40には検査の際に被測定物が配置されることになる。

【0033】光導波手段14の他端には、光検出器16が接続されている。この光検出器16は、光導波手段14内を進行してきたプローブ光を受光し、その光強度に応じた電気信号を出力するものである。光検出器16には波形メモリ18が接続されており、光検出器16の出力信号が表す光波形データはここで記憶される。また、波形メモリ18には、光源10からトリガ信号が入力されるようになっており、波形メモリ18はプローブ光の出射に同期して光検出器16からの光波形データを取り込むようになっている。

【0034】波形メモリ18には重心演算装置20が接続されている。この重心演算装置20は、波形メモリ18に記憶されているデータに基づいて光検出器16により検出された光波形の重心を算出するものである。

【0035】重心演算装置20には差分演算部30が接続されている。この差分演算部30は、切り替え装置32、メモリ34及び差分演算装置36から構成されている。切り替え装置32は重心演算装置20に接続されており、重心メモリ34及び差分演算装置36は、それぞれ切り替え装置32に接続されている。切り替え装置32は、重心演算装置20の出力データの送出先を重心メモリ34及び差分演算装置36の間に相互に切り替えるものである。重心メモリ34は、重心演算装置20の出力データを記憶するものである。差分演算装置36は、重心演算装置20から切り替え装置32を介して入力されるデータから重心メモリ34が記憶しているデータを減算するものである。

【0036】次に、本実施例の光学測定装置の動作と本実施例の光学測定方法を説明する。まず、図1(a)に示されるように、領域40に被測定物を配置しない状態で光源10にプローブ光を出射させる。このプローブ光は光導波手段12内を進行して領域40へ出力される。プローブ光は、領域40を通過して光導波手段14に入射し、光導波手段14によって光検出器16に導かれる。これにより、領域40を通過したプローブ光の時間波形が光検出器16によって検出される。この光波形データは、プローブ光に同期したタイミングで波形メモリ18に取り込まれ、記憶される。

【0037】重心演算装置20は、波形メモリ18から必要に応じて光波形データを呼び出し、そのデータに基づいて所定の演算を行って、プローブ光波形の重心を算

する。この重心が、装置関数 $h(t)$ の重心 H ($= \int t \cdot h(t) dt / \int h(t) dt$) である。なお、装置関数 $h(t)$ としては、プローブ光のパルス波形、光検出器 16 の応答関数、その他電気信号を伝達する信号線による信号歪み等が考えられる。

【0038】こうして求められた装置関数 $h(t)$ の重心データは、切り替え装置 32 に入力される。切り替え装置 32 が制御するデータの送出先は予め重心メモリ 34 に設定されており、装置関数 $h(t)$ の重心データは重心メモリ 34 に入力される。これにより、 $h(t)$ の重心データは、重心メモリ 34 に記憶される。

【0039】次に、図 1 (b) に示すように、領域 40 に被測定物 45 を配置してから、光源 10 にプローブ光を出射させる。このプローブ光は、光導波手段 12 内を進行して被測定物 45 を入射する。被測定物 45 を透過して光導波手段 14 に入射したプローブ光は、光導波手段 14 内を進行して光検出器 16 により受光される。こうして光検出器 16 により検出される光波形データは、被測定物 45 の内部情報を反映したものになっている。この光波形データは、波形メモリ 18 に記憶され、重心演算装置 20 の重心演算に用いられる。このとき、重心演算装置 20 が算出する重心が観測波形 $\sigma(t)$ の重心である。観測波形 $\sigma(t)$ の重心データは、切り替え装置 32 に入力される。切り替え装置 32 が制御するデータの送出先は予め差分演算装置 36 に設定されており、したがって観測波形 $\sigma(t)$ の重心データは差分演算装置 36 に入力される。差分演算装置 36 は、重心メモリ 34 から装置関数 $h(t)$ の重心データを呼び出し、観測波形 $\sigma(t)$ の重心から装置関数 $h(t)$ の重心を減

$$\begin{aligned} \int t \cdot \sigma(t) dt &= \int i(t') dt' \int (\tau + t') \cdot h(\tau) d\tau \\ &= \int i(t') dt' \int \{\tau \cdot h(\tau) + t' \cdot h(\tau)\} d\tau \\ &= \int i(t') dt' \int \tau \cdot h(\tau) d\tau + \int t' \cdot i(t') dt' \int h(\tau) d\tau \end{aligned} \quad \dots (6)$$

統いて、 σ の分母を計算すると、

$$\begin{aligned} \int \sigma(t) dt &= \int \int h(t-t') i(t') dt' dt \\ &= \int i(t') dt' \int h(t-t') dt \end{aligned}$$

ここで、 $t - t' = \tau$ とおくと、 $t = \tau + t'$ 、 $d t =$

$$\begin{aligned} \sigma &= \left(\int i(t') dt' \int \tau \cdot h(\tau) d\tau + \int t' \cdot i(t') dt' \int h(\tau) d\tau \right) / \int i(t') dt' \\ &\quad \int h(\tau) d\tau \quad d\tau \\ &= \int \tau \cdot h(\tau) d\tau / \int h(\tau) d\tau + \int t' \cdot i(t') dt' / \int i(t') dt' \\ &= H + I \quad \dots (8) \end{aligned}$$

これにより、観測波形 $\sigma(t)$ の重心 σ は、装置関数 $h(t)$ の重心 H と真の波形 $i(t)$ の重心 I との和で表されることが証明された。

【0046】以上から明らかのように、真の波形 $i(t)$ の重心 I は、観測波形 $\sigma(t)$ の重心 σ から装置関数 $h(t)$ の重心 H を減算したものである。差分演算装置 36 は、この演算を実行するものであり、したがって、差分演算装置 36 の出力データは真の波形 $i(t)$ の重心データである。こうして、被測定物の内部情報を

算する。

【0040】本発明者らの知見によれば、観測波形 $\sigma(t)$ の重心から装置関数 $h(t)$ の重心を減算することにより、真の波形 $i(t)$ の重心を求めることができる。以下、この原理について説明する。

【0041】真の波形を $i(t)$ 、観測波形を $\sigma(t)$ 、装置関数を $h(t)$ とした場合、これらの関係は、一般に、

【0042】

【数2】

$$\sigma(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t-t') i(t') dt' = h(t) * i(t)$$

【0043】のように表すことができる。なお、以下では、特に断らない限り、積分範囲は $-\infty \sim +\infty$ とする。

【0044】 $i(t)$ 、 $\sigma(t)$ 、 $h(t)$ の重心をそれぞれ I 、 σ 、 H とおくと、

$$I = \int t \cdot i(t) dt / \int i(t) dt \quad \dots (3)$$

$$\sigma = \int t \cdot \sigma(t) dt / \int \sigma(t) dt \quad \dots (4)$$

$$H = \int t \cdot h(t) dt / \int h(t) dt \quad \dots (5)$$

とおける。

【0045】 σ の分子、分母をそれぞれ計算する。まず、 σ の分子を計算すると、

$$\begin{aligned} \int t \cdot \sigma(t) dt &= \int t \cdot \left(\int h(t-t') i(t') dt' \right) dt \\ &= \int \int t \cdot h(t-t') i(t') dt' dt \\ &= \int i(t') dt' \int t \cdot h(t-t') dt \end{aligned}$$

ここで、 $t - t' = \tau$ とおくと、 $t = \tau + t'$ 、 $d t = d\tau$ であるから、

$d\tau$ であるから、

$$\int \sigma(t) dt = \int i(t') dt' \int h(\tau) d\tau \quad \dots (7)$$

(6) (7) から、

有するプローブ光の波形について真の重心が求まることがある。

【0047】このように、本実施例の光学測定装置では、プローブ光の観測波形の重心から予め求めておいた装置関数の重心を減算するという簡易な処理によりプローブ光波形の真の重心を求める能够なので、従来のデコンボリューション処理を用いた手法よりも高速にプローブ光波形の真の重心を求める能够である。

【0048】なお、上記の光検出器 16 としては、光電

管 (P T) 、光電子増倍管 (PMT) 、マルチチャネルプレート (MCP) 内蔵の光電子増倍管 (MCP-PMT) 、ホトダイオード (PD) 、アバランシェホトダイオード (APD) 等を用いることができる。上記の光検出器は、通常は、アナログ的に光波形を電気波形に変換するものであるが、光検出器を光子計数領域で用いることにより、デジタル的に波形計測を行なうこともできる。この場合には、光検出器は、光子 1 ケに対応して電気パルス信号を 1 ケ発生させる。この電気信号を後の電子回路で処理可能な振幅まで増幅させた後、この電気パルス信号の検出時刻分布を、検出時刻を横軸にして計数していく。この場合の時刻の基準信号（以下、「スタート信号」と呼ぶ）には、プローブ光パルスを発生させるのに用いている電気信号から得られる同期信号、またはプローブパルスを光検出器で検出して得られる光パルスに同期した電気信号を用いる。スタート信号と、光検出により得られた電気信号（以下、「ストップ信号」と呼ぶ）を時間一強度変換器（以下、「TAC」と呼ぶ）に入力する。TAC は、時間間隔を出力信号の振幅に変換するので、これを波高解析器 (PHA) で解析することにより、光信号波形を得ることができる。光子の検出時刻の分解能を上げるためにには、TAC の前にコンスタントフラクションディスクリメータ（以下、「CFD」と呼ぶ）を用いると良い。波形メモリは上記の計測によつて得られた出力信号強度分布を時間分布として記憶させることができる。

【0049】また、本実施例の装置では、光源 10 からのトリガ信号が波形メモリ 18 に入力されるようになっているが、波形メモリ 18 以降の処理系に入力するようになっていても構わない。この場合は、トリガ信号の入力に応じて光波形の時間成分を適当に遅延させて演算処理を行うことで、プローブ光波形の重心が求められることになる。

【0050】さらに、本実施例の装置では、被測定物 4 5 を透過したプローブ光を検出しているが、被測定物 4

$$f(t) = (4\pi c D)^{-3/2} t^{-5/2} \exp(-\mu_a c t) \exp(-r^2 / (4 D c t))$$

ここで、c : 媒質中の光速

D : 光拡散定数 ($= 1 / 3 \mu_s'$ 、ここで μ_s' は、輸送散乱係数を表す。)

μ_a : 吸収係数

t : 時間

r : 光源と光検出器の距離

のように表される。なお、真空中の光速を c' 、被測定物の屈折率を n とおけば、 $c = c' / n$ と表すことができる。また、上記の輸送散乱係数 μ_s' は $\mu_s' = (1 - g) \mu_s$ で定義されるものであり、ここで g は散乱吸収体による光子の散乱角の余弦の平均値である。

【0055】この解は、被測定物が無限に大きい条件下で得られるものである。測定すべき散乱吸収体の形状、

5 で反射されたプローブ光を検出するようにしても構わない。この場合は、例えば、光導波手段 1 2 及び 1 4 とは別の光導波手段を被測定物 4 5 で反射されたプローブ光が入射する位置に配置し、この光導波手段を光検出器 1 6 に接続しておけば良い。

【0051】本実施例の光学測定装置により求めた真のプローブ光波形の重心データを用いて、様々な被測定物の内部情報を取得することができる。以下では、本実施例の光学測定装置を含む装置であって散乱吸収体の内部情報を測定する装置を説明する。

【0052】図 2 及び図 3 は、この光学測定装置の構成及び動作を示すブロック図である。この装置は、上記の光学測定装置（図 1）と、差分演算装置 3 6 に接続された解析装置 5 0 と、この解析装置 5 0 に接続された記録装置 5 2 と、この記録装置 5 2 に接続された表示装置 5 4 とから構成されている。

【0053】解析装置 5 0 は、差分演算装置 3 6 から出力される真の重心データに基づいて所定の演算を行い、散乱吸収体 4 5 の所定の内部情報を求めるものである。記録装置 5 2 は、解析装置 5 0 が求めた内部情報データを記録し、保存するものである。表示装置 5 4 は、解析装置 5 0 が求めた内部情報データを画面上にグラフ化して表示するものである。記録装置 5 2 及び表示装置 5 4 を設置することで、散乱吸収体 4 5 の内部の様子の時間的变化を追跡することができる。

【0054】解析装置 5 0 の演算処理の内容は、求めようとする散乱吸収体 4 5 の内部情報の種類に応じて異なる。例えば、差分演算装置 3 6 で求めた重心から吸収係数 μ_a を求める場合は、解析装置 5 0 では吸収係数 μ_a をパラメータとしてインパルス応答を表記した理論式に基づく演算が行われる。このような理論式として一般に良く用いられる光拡散方程式の解、すなわちパルス幅が十分短いパルス光を被測定物に入射させることにより測定される出力光波形は、

境界条件等によっては多少式の形も変化するが、この場合も、基本的には上式の変形もしくは上式に条件を付加したものと解とすれば良い。

【0056】 $f(t)$ の t による加重積分 $\int t \cdot f(t) dt$ を上式の積分値 $\int f(t) dt$ で割ることにより重心の理論式が得られる。なお、散乱吸収体の形状に応じた各種の理論式は公知になっており、これは、例えば、S. R. Arridge らの論文、"Theoretical Basis for the Determination of Optical Pathlengths in Tissue: Temporal and Frequency Analysis" (Physics in Med. & Biol., DECEMBER, 1991) に掲載されている。

【0057】重心の理論式は、吸収係数 μ_a の関数であるため、差分演算装置 3 6 が求めた重心データを用いる

ことで逆に吸収係数 μ_a を算出することができるようになる。同様に、解析装置50が重心データを用いて逆算を行うか、連立方程式を解く演算を行うことで散乱吸収体45の拡散定数や屈折率等の内部情報も求めることができる。したがって、内部情報の種類に応じて解析装置50内の演算処理を設定しておけば、所望の内部情報を求めることができる。

【0058】屈折率の変化を検出する例としては、血糖値の計測を挙げることができる。例えば、John S. Maierらによる論文、" Possible correlation between blood glucose concentration and the reduced scattering coefficient of tissues in the near infrared " (OPTICS LETTERS/Vol. 19, No. 24/December 15, 1994) に記載があるように、組織のグルコース濃度は細胞外液の屈折率に大きな影響を与えると考えられる。組織中の光散乱係数は、細胞外液と細胞との間の屈折率差に大きく依存するため、細胞外液の屈折率変化によって光散乱係数が変化して出力波形が変化し、重心の変化となって現れる。このように、散乱吸収体を透過した光波形の重心と細胞外液の屈折率の間には相関関係があるので、解析装置50において重心データに基づいて適当な演算を行うことで細胞外液の屈折率を求めることができる。

【0059】なお、上述のように、重心データから散乱定数や吸収定数等の内部情報パラメータを求めるための式としては光拡散方程式を用いるのが一般的ではあるが、必ずしもこれに限定されるものではない。例えば、散乱吸収体内部の光の吸収が伝播距離の関数として表されることから導かれる式や、実験から得られる重心と内部情報パラメータとの関係式等を用いることもできる。

【0060】また、重心データを用いて散乱吸収体45の組織の不均一度や構造に関する定数を求めることが可能である。組織の不均一度や構造に関する定数は、散乱吸収体45の組織をモデル化できる場合には、そのモデルに適当な式を当てはめてやれば定量化できる。モデル化が困難な場合でも、散乱吸収体45に関するパラメータと散乱吸収体45を透過あるいは反射した光波形の重心との相関関係を予め調べておけば、そのパラメータの値を求めることができる。この場合、解析装置50は、差分演算装置36からの重心データを所定の相関データと照合して、所定のパラメータを求める処理を行うことになる。

【0061】ここで、測定された光波形の真の重心が被測定物の状態（例えば、組成や構造）と図4のような相関関係を有する場合を考える。図4において、各ドットは、実際に人体に対して測定を行って取得したデータであり、直線は測定値から求めた相関直線である。測定した人体の波形の重心の値がA点にあったとすれば、その人の状態はほぼB程度であることがわかり、これを見て測定者（例えば、医者）は、より詳細な計測（検査）を必要とするかの判断を下すことができる。

【0062】光による診断は非侵襲である点にメリットがあるため、例えば血糖値の計測の場合は指や腕のような比較的測定しやすい部位に光を入射して、そこから所定の距離離れた点で透過光を検出する。その際には、光源や検出器を測定部位に直接取り付けても良いし、光ファイバ等を用いて光源から人体まで光を導き人体から出射した光を光ファイバ等により検出器まで導いても良い。

【0063】また、病状や体の調子と計測された重心との相関が求められれば、重心データから直接有用な情報を取得することができる。例えば、測定値の変化が組織の構造変化と相関があれば、その相関を利用して重心変化から構造変化度を求めることができる。

【0064】解析装置50の演算処理を被測定物の構造変化に関する情報を取得するものに設定すれば、図2及び図3に示される光学測定装置は骨粗しょう症の診断に応用することができる。例えば、荒木隆一郎、竹内晃らによる、「粗じょう骨の光学計測(1)(2)」（第65回日本衛生学会予稿）に記載されているように、正常な状態から構造が変化した骨組織を透過する光の時間波形には、その構造変化に応じて波形のピーク、広がり、重心等に変化が見られる。具体的に説明すると、組織を透過する光は散乱されながら組織中を伝搬するため、組織構造が粗になると散乱を受ける頻度が減少して応答波形に変化が生じる。散乱が小さくなると、出力光波形の幅は狭くなり、ピークや重心は正常時に比べ短時間側にシフトする。したがって、出力波形の重心を測定することにより骨粗じょう症に関する情報を得ることができる。この場合、解析装置50は、重心データに基づいて構造の変化度を表すパラメータを求める演算を行うように設定すれば良い。

【0065】人体の散乱係数、吸収係数、組織の構造等が変化した結果が総合的に現れる例としては、アルツハイマー病がある。この病気の患者の脳の様子や機能はPETやMRIによりある程度明らかになりつつあり、病気の進行に伴って神経細胞の脱落による組織の萎縮や血流量の減少等が生じることが分かっている。これにより、組織内を伝搬する光は散乱や吸収による光変調を受けにくくなるため、病気の進行度に応じて出力波形の重心は著しく変化する。したがって、このような相関関係に基づいて重心データから病気の進行度を求める処理を行いうように解析装置50を設定すれば、本実施例の光学測定装置によりアルツハイマー病の診断を行うことが可能になる。

【0066】なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、様々な変形が可能である。例えば、本実施例の装置では一点入射・一点検出の方式を採用しているが、これに限られるものではなく、被測定物に入射したプローブ光のうち被測定物の各点から出射するものを被測定物の周囲に配置した複数の光検出器で検出して、各

検出光から得られる散乱吸収体の内部情報をマッピングすることも可能である。また、逆に、光源の位置をスキャンして位置を固定した光検出器で検出を行っても良い。さらに、これらの方針を併用すること可能である。

【0067】次に、図5及び図6は、図2及び図3に示される光学測定装置の変形例に関して、その構成及び動作を示すブロック図である。この装置は、図2及び図3に示される光学測定装置の構成に加えて、波形メモリ18に接続された積分器60と、この積分器60に接続された切り替え装置62と、この切り替え装置62に接続された積分値メモリ64及び比率演算装置66とをさらに備えている。比率演算装置66には解析装置50が接続されており、比率演算装置66の出力データが解析装置50に入力されるようになっている。解析装置50には、図2及び図3に示される装置と同様に、記録装置52及び表示装置54が接続されている。

【0068】次に、本実施例の光学測定装置の動作及び本実施例の光学測定方法を説明する。まず、図2に示されるように、領域40に被測定物を配置しない状態で光源10にプローブ光を射出させ、領域40を通過したプローブ光の時間波形を光検出器16で検出する。この光波形データは、プローブ光に同期したタイミングで波形メモリ18に取り込まれ、記憶される。

【0069】重心演算装置20は、波形メモリ18から必要に応じて光波形データを呼び出し、そのデータに基づいてプローブ光波形の重心を算出する。一方、積分器60は、波形メモリ18の光波形データに基づいてプローブ光波形の時間積分値を算出する。これにより、装置関数 $h(t)$ の重心及び積分値が求められたことになる。得られた重心データ及び積分値データは、それぞれ切り替え装置32及び62を介して重心メモリ34及び積分メモリ64に入力され、そこで記録される。

【0070】次に、図6に示すように、領域40に被測定物45を配置してから、光源10にプローブ光を射出させ、被測定物45を透過した光検出器16で受光する。光検出器16により検出された光波形データは、波形メモリ18に記憶され、重心演算装置20の重心演算及び積分器60の積分演算に用いられる。これにより、観測波形 $\circ(t)$ の重心及び時間積分値が算出される。観測波形 $\circ(t)$ の重心データ及び積分値データは、それぞれ切り替え装置32及び62を介して差分演算装置36及び比率演算装置66に入力される。差分演算装置36は、重心メモリ34から装置関数 $h(t)$ の重心データを呼び出し、観測波形 $\circ(t)$ の重心から装置関数 $h(t)$ の重心を減算して、真の波形 $i(t)$ の重心を求める。一方、比率演算装置66は、積分メモリ64から装置関数 $h(t)$ の積分値データを呼び出し、観測波形 $\circ(t)$ の積分値を装置関数 $h(t)$ の積分値で割る演算を行う。差分演算装置36及び比率演算装置66の演算結果は、ともに解析装置50に送出される。

【0071】解析装置50は、真の波形 $i(t)$ の重心データと光波形の積分値の比率演算データとを用いて、上述の装置よりも詳細な解析を行う。波形メモリ18から差分演算装置36までの測定系によって取得される重心データは、前述のように散乱係数や吸収係数等の様々なパラメータによって変調を受ける。同様に、光波形の積分値も散乱係数や吸収係数等によって変調を受ける。したがって、重心データと積分値の比率演算データとを総合した演算処理を行うことにより、重心への散乱の寄与と吸収の寄与とを分離することも容易となる。

【0072】

【発明の効果】以上、詳細に説明した通り、本発明の光学測定方法によれば、観測波形の重心から装置関数の重心を減算するだけで高速かつ簡単に真のプローブ光波形の重心を求めることができ、これにより、所望の光学測定を短時間で効率良く行うことができる。また、真のプローブ光波形の重心データを解析すれば被測定物の内部情報を取得することができるので、例えば、生体を切り開かずに生体内部の情報を正確に取得し、短時間で病気の検査や診断を行うことができる。

【0073】次に、本発明の光学測定装置によれば、第1の演算処理部が第1の重心（観測波形の重心）から第2の重心（装置関数の重心）を減算するだけで高速かつ簡単に真のプローブ光波形の重心を求めるので、所望の光学測定を短時間で効率良く行うことができる。

【0074】本発明の光学測定装置のうち第1及び第2の光導波手段を備えるものによれば、第1の光導波手段により光源からのプローブ光を被測定物まで容易かつ確実に導くとともに、被測定物を透過したプローブ光または被測定物で反射されたプローブ光を第2の光導波手段により光検出手段まで確実に導くことができるので、被測定物の光学測定を一層簡易に行うことができる。

【0075】また、本発明の光学測定装置のうち解析部を備えるものによれば、解析部が真のプローブ光波形の重心データを解析して散乱吸収体の各種の内部情報を取得するので、例えば、生体を切り開かずに生体内部の情報を正確に取得し、短時間で病気の検査や診断を行うことができる。

【0076】また、本発明の光学測定装置のうち第2の演算処理部を備えるものでは、第2の演算処理部が第1の積分値と第2の積分値との比を求め、解析部がこの比率演算データと真のプローブ光波形の重心データとを解析するので、被測定物のより詳細な内部情報を取得することができ、病気の検査や診断も一層好適に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例の光学測定装置の構成及び動作を示すブロック図である。

【図2】散乱吸収体の内部情報を測定する光学測定装置の構成及び動作を示すブロック図である。

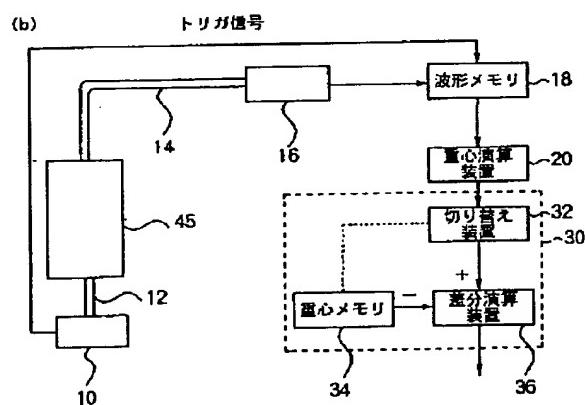
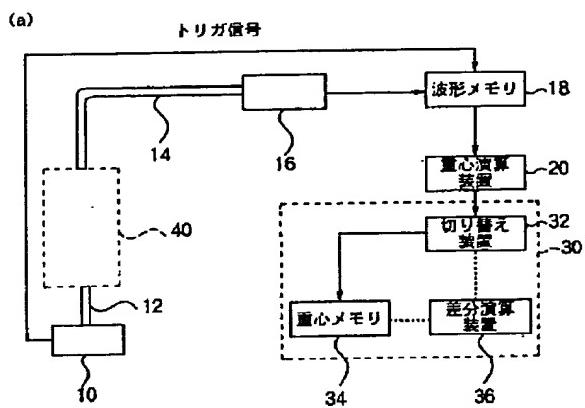
【図3】散乱吸収体の内部情報を測定する光学測定装置の構成及び動作を示すブロック図である。

【図4】光波形の真の重心と被測定物の状態との相関関係を示す図である。

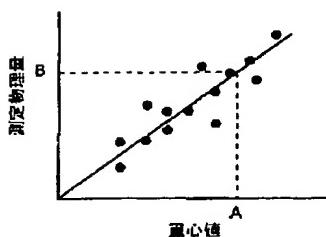
【図5】散乱吸収体の内部情報を測定する他の光学測定装置の構成及び動作を示すブロック図である。

【図6】散乱吸収体の内部情報を測定する他の光学測定

〔図1〕



【図4】

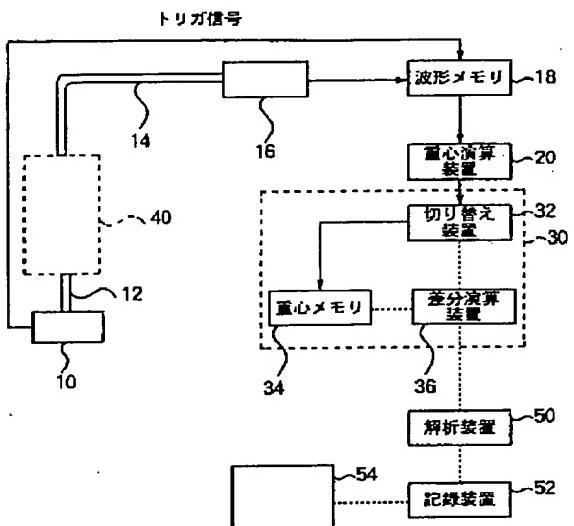


装置の構成及び動作を示すブロック図である。

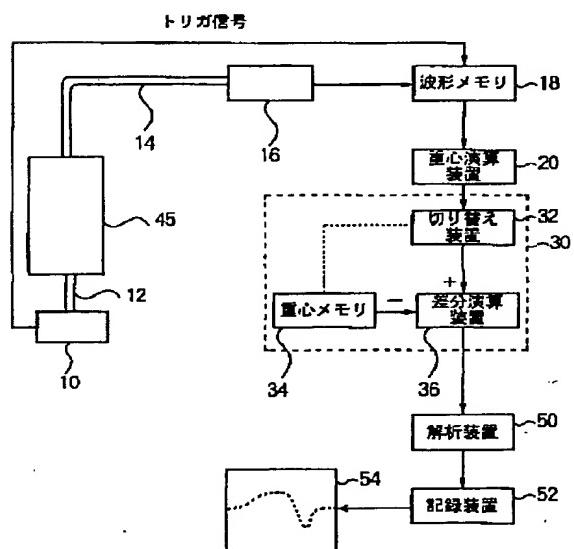
【符号の説明】

10…光源、12及び14…光導波手段、16…光検出器、18…波形メモリ、20…重心演算装置、30…差分演算部、32…切り替え装置、34…重心メモリ、36…差分演算装置、40…領域、45…散乱吸収体、50…解析装置、52…記録装置、54…表示装置。

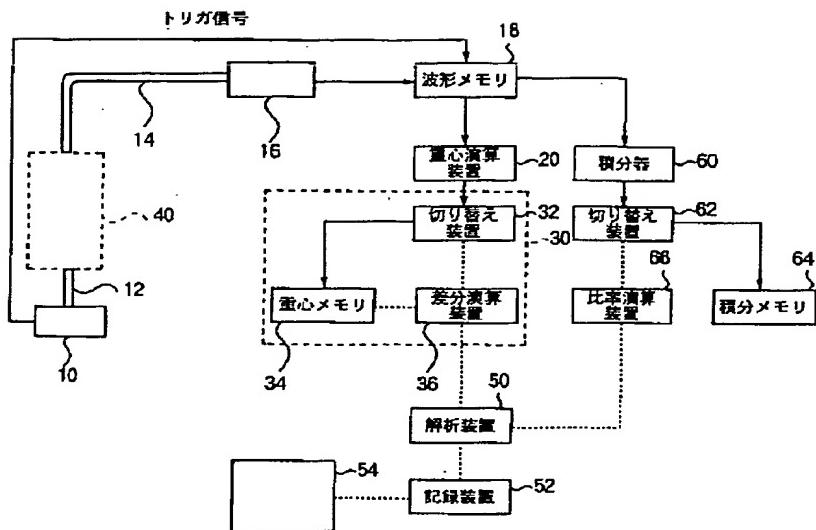
【図2】



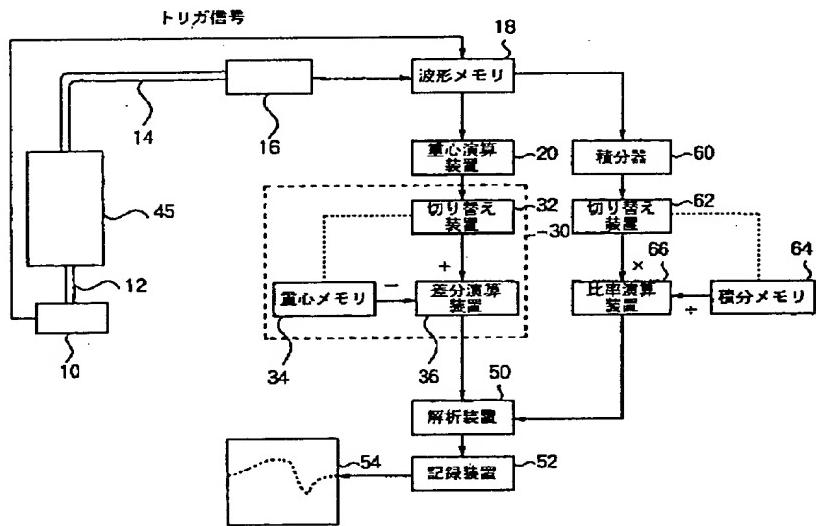
[図3]



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72) 発明者 土屋 裕

静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松市

トニクス株式会社内